

Perfectionnements aux prothèses articulaires.

M. HENRI VAN STEENBRUGGHE résidant en France (Seine).

Demandé le 25 février 1955, à 15^h 30^m, à Paris.

Délivré le 28 mai 1956. — Publié le 11 septembre 1956.

(Brevet d'invention dont la délivrance a été ajournée en exécution de l'article 11, § 7, de la loi du 5 juillet 1844 modifiée par la loi du 7 avril 1902.)

Depuis quelques années on utilise en chirurgie humaine et animale, pour remplacer différentes parties du squelette fixes ou articulaires, des prothèses obtenues à partir de matériaux tolérés par l'organisme, tels que aciers inoxydables, stellites, matières plastiques diverses, soit seuls, soit en combinaisons.

Or divers auteurs ont pu constater qu'après un délai plus ou moins long, des réactions pathologiques, en général douloureuses, apparaissaient dans les régions du squelette avoisinant les prothèses mises en place, et plus particulièrement dans les cas où l'opérateur, pour poser celles-ci, avait dû supprimer les surfaces cartilagineuses articulaires.

A partir de ces constatations il apparaît qu'outre leur rôle antifriction, ces surfaces cartilagineuses ont été prévues par la nature pour amortir la transmission des chocs dus aux mouvements fonctionnels de la vie quotidienne. Ces traumatismes non amortis infligés à une articulation pathologique risquent de générer de multiples réactions tendant finalement à l'intolérance de la prothèse.

Or, jusqu'à ce jour, en dehors de la recherche de formes plus rationnelles, on a surtout perfectionné les prothèses en augmentant la dureté de leur surface pour éviter l'usure et la solidité d'ensemble pour éviter leur rupture.

L'objet de la présente invention consiste en un dispositif amortisseur de forme définie et appropriée aux articulations du squelette humain ou animal; il peut être utilisé seul ou adapté aux prothèses articulaires. Ce dispositif leur confère dès lors une qualité fonctionnelle nouvelle aussi approchée que possible de celle que possède une articulation anatomique saine et normale palliant en particulier aux conséquences de l'éventuelle nécessité opératoire de supprimer les surfaces cartilagineuses.

Pour mieux faire comprendre l'invention, nous décrivons le dispositif amortisseur destiné à équiper une prothèse de tête de fémur.

La figure 1 du dessin annexé représente une vue en coupe d'un type de cette prothèse.

La pièce *a* est une calotte de forme hémisphérique ou approchée ou seulement une partie de sphère réalisé en métal ou en matière plastique.

La pièce d'interposition *b* est constituée par une matière plastique souple stérilisable et tolérée par l'organisme, ayant pour effet d'absorber les réactions de choc — par exemple du Téflon mousse — l'utilisation de toute autre matière (sillastic par exemple) ayant les mêmes qualités, protégée ou non par une pellicule protectrice de surface, ne crée pas novation à la présente invention.

La pièce *c* est une armature pleine ou creuse, de forme correspondante ou approchée de la calotte *a*, qui peut être réalisée en métal ou en matière plastique; elle est solidaire par construction d'un plateau *d* plan, convexe ou concave, lui-même solidaire d'un pivot *e*. Le pivot *e* de cette armature peut être plein ou creux et avoir une section quelconque circulaire, carrée, triangulaire, étoilée, cruciforme; il peut être centré ou non, perpendiculaire ou oblique, droit ou courbe, fileté ou non.

Les surfaces de contact des pièces *a* et *c* avec la pièce d'interposition *b* sont rugueuses afin de permettre une adhérence parfaite de celles-ci avec elle et d'éviter toute possibilité de déplacement relatif de l'une *a* par rapport à l'autre *c*.

Les matières utilisées pour la réalisation des prothèses peuvent être :

Soit plastiques : les méthacrylates de méthyle opaques aux R.X. ou non (plexiglas, lucite, etc.), les superpolyamides (nylon) les polyesters, les polytrifluorochloréthylènes ou Kel-F, les polytetrafluoréthylènes ou Téflon, polyvinyle fluoride, polyéthylène, polytène, euraficu, alkathène, polyuréthane, polyisocyanates. Cette énumération n'étant pas limitative, l'usage de toute autre matière plastique stérilisable et tolérée par l'organisme ne crée pas innovation à la présente invention;

Soit métalliques : acier inoxydable, stellites et tous alliages neutres et amagnétiques;

Soit en combinaison (matières plastiques et métalliques) par éléments ou par revêtement.

Beaucoup d'autres prothèses peuvent être réalisées suivant la présente invention.

A titre d'exemple :

La figure 2 représente une prothèse en deux pièces : la calotte *a* solidaire par construction de la pièce d'interposition *b* peut être fixée sur le téton *c* au moment de l'intervention par l'opérateur lorsqu'il a mis en place sur le moignon osseux préparé à cet effet, le pivot *e* porteur du plateau *d* muni par construction du téton d'emmanchement *c*. Ce téton peut être de section quelconque, plein ou creux, et muni de dispositif d'accrochage en forme de harpon, évitant la désolidarisation et toute rotation relative de la tête sphérique avec son support.

On peut également prévoir par construction au centre de la pièce d'interposition *b* une pièce femelle adhérente à la matière, permettant par un ajustage mécanique (filetage, cône, balonnette ou tout autre système connu de fixation), de s'adapter à la pièce téton *c* et d'assurer ainsi la solidarisation de la tête demi-sphérique sur son support.

La figure 3 représente une prothèse dont la calotte *a* est constituée par épaissement ou durcissement de la matière composant la pièce d'interposition *b* et formant pellicule de glissement.

La figure 4 est une variante de figure 1 illustrant le cas d'un plateau *d* concave.

La figure 5 représente une prothèse dont la calotte *a* comporte un plan d'appui *f* formant fond, muni d'un téton de centrage *g* qui peut coulisser en fonction de l'élasticité de la pièce d'interposition *b*; dans la cavité femelle *h* prévue à cet effet dans le pivot *e* la pièce hémisphérique constituée par la calotte *a* et le plan *f* peut être réalisée en métal ou en matière plastique, être pleine ou creuse.

La figure 6 représente une prothèse tout semblable à celles des figures 1 et 3 mais qui comporte au centre de la pièce d'interposition *b* une cavité destinée à augmenter l'élasticité de la pièce *b* la calotte *a* pouvant être comme décrit aux figures 1 et 3.

La figure 7 représente une prothèse du type de celle figure 5 mais le système de coulissement est inversé. La pièce d'interposition reste donc directement en contact avec le plan osseux, cette surface de contact pouvant être épaissie ou durcie comme décrit pour la calotte de la prothèse figure 3.

La figure 8 représente une prothèse du type de celle décrit figure 1 mais destinée à une extrémité supérieure d'humérus.

La figure 9 représente une prothèse intervertébrale dans laquelle la pièce d'interposition *b* est solidaire

de deux disques *i* parallèles ou non, plans, convexes ou concaves, munis d'alvéoles ou de reliefs : pointes, crochets, ou tout autre dispositif ayant pour but de rendre solidaires les surfaces de la prothèse ainsi constituée avec le plan des corps vertébraux.

Ces disques *i* peuvent être métalliques ou en matière plastique ou encore constitués par épaissement ou durcissement de la matière composant la pièce d'interposition *b*.

En variante on peut remplacer la pièce d'interposition *i*, *b*, *i* par deux ou plusieurs sphères ou encore un tore circulaire ou non *b'*, l'os ayant été creusé pour recevoir la pièce amortissante d'interposition prévue.

Les sphères ou l'anneau torique peuvent avoir leur écartement maintenu par un voile *i'* formant écran séparateur, évitant tout contact et adhérences possibles entre les surfaces articulaires cruentées. Ce voile-écran pouvant être en matière plastique ou en métal, être solidaire ou non des dispositifs amortisseurs d'interposition *b'*.

La figure 10 représente une prothèse articulaire pour le coude dont la pièce d'interposition *b* est solidaire de la partie de la prothèse adaptée au cubitus *j*. Elle peut dans une autre réalisation ne faisant pas novation à la présente invention, être solidaire de la partie de la prothèse adaptée à l'humérus *k*.

Dans le cas où l'opérateur estime que la surface osseuse destinée à s'articuler sur l'une des prothèses décrites n'est pas en état de supporter l'usure générée par le frottement articulaire, il peut être prévu deux prothèses munies chacune d'un système amortisseur composé d'une pièce d'interposition *b* dont les surfaces extérieures s'articulent l'une sur l'autre par construction — à titre d'exemple la figure 11 représente un tel dispositif réalisé pour l'articulation du genou, la pièce *c* munie de la pièce d'interposition *b* et de sa calotte *a* solidaire par son pivot *e* du fémur, s'articule sur le plateau tibial *l* garni d'une pièce d'interposition *b* et qui est traversée par le téton de centrage *m* qui coulisse dans la cavité femelle prévue à cet effet dans le pivot *n*.

La figure 12 représente une prothèse destinée à s'adapter dans la cavité cotyloïdienne; elle est constituée par une cupule *o* en matière métallique ou plastique dont le rebord évasé en forme de collette adaptable à la forme anatomique de l'os iliaque *p* sera fixé sur cet os par une ou plusieurs vis *q* ou tout autre moyen connu de fixation. Cette cupule comporte une pièce d'interposition amortissante *b* dans laquelle vient s'emboîter et s'articuler la tête fémorale *r*. En variante (figure 13) la tête fémorale *r* peut être remplacée par une prothèse métallique ou plastique dont la partie sphérique d'articulation *s* est maintenue par construction, c'est-à-dire sertissage de la cupule *o* sur la pièce d'interposition *b*, le diamètre du col *t* de la partie sphérique *s*

sera prévu pour permettre un débattement angulaire voisin de celui d'une articulation coxo-fémorale saine et normale.

Figure 14. — En seconde variante, une pièce amortissante d'interposition *b* en forme de cupule ayant ses surfaces extérieures *b'* et intérieures *b''* durcies, mais souples. Cette pièce est libre sur la tête *r* et joue librement dans la cavité cotyloïde à la façon des cups métalliques connus sous la dénomination de Smith Pétersen.

La figure 15 représente une pièce amortissante d'interposition *b* en forme de cupule à bords amincis. Cette pièce est maintenue entre deux feuilles de matière plastique souples *u* pouvant être éventuellement ligaturées en *v* sur le col anatomique de l'articulation envisagée.

En variante (figure 16) la pièce amortissante d'interposition *b* en forme de cupule a sa surface extérieure *b'* durcie. La jupe formée par ses bords amincis comporte des découpes triangulaires *w* qui permettent aux languettes ainsi obtenues de se resserrer sous l'effet de la ligature *v*.

Les pièces amortissantes d'interposition *b* décrites dans les figures de 1 à 16 sont disposées comme un feuillet d'épaisseur et de forme convenables.

L'utilisation de toute autre forme de volume tels que sphères (fig. 9), cylindres, cônes, cubes, tubes, tores, etc., et en général toute forme géométrique, symétrique ou asymétrique, pouvant être interposée entre les prothèses et l'os ou entre deux prothèses, ou entre deux ou plusieurs os tels que ceux du carpe ou du tarse, ne sort pas des limites de la présente invention.

RÉSUMÉ

Perfectionnements apportés aux prothèses articulaires destinées à être fixées sur l'homme ou

l'animal consistant essentiellement en un dispositif amortisseur de forme définie et appropriée pouvant être utilisé seul ou en combinaison avec des prothèses articulaires auxquelles il confère une qualité fonctionnelle nouvelle.

L'invention revendique :

1° Une pièce amortissante d'interposition revêtue d'une surface de contact métallique ou plastique, destinée à assurer soit un amortissement statique, soit un amortissement avec déplacement relatif de la face correspondante d'appui;

2° Une pièce amortissante d'interposition dont la surface de la matière utilisée pour sa réalisation est épaissie et durcie;

3° Une pièce amortissante d'interposition comportant ou non une cavité destinée à augmenter l'élasticité et dont la surface de contact peut être comme décrit en 1° et 2°;

4° Une pièce amortissante d'interposition dont les surfaces d'appui peuvent être planes, concaves ou convexes et dans des plans parallèles ou non;

5° Un système de pièces amortissantes d'interposition des types décrits en 1°, 2°, 3° ou 4° s'articulant entre elles;

6° Une pièce amortissante d'interposition destinée à recouvrir une cavité articulaire;

7° Une pièce amortissante d'interposition enveloppant par sertissage une pièce de révolution en forme de rotule;

8° Une pièce amortissante d'interposition en forme de cupule à surface extérieure et intérieure durcie;

9° Une pièce amortissante d'interposition décrite en 8° et dont les bords amincis ou découpés peuvent être ligaturés sur le col anatomique.

HENRI VAN STEENBRUGGHE.

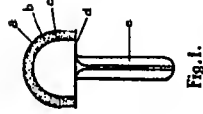


Fig. 1.

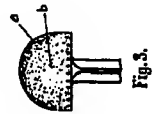


Fig. 3.

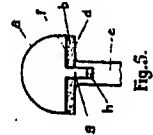


Fig. 5.

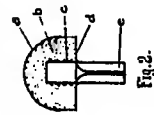


Fig. 2.

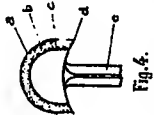


Fig. 4.



Fig. 6.

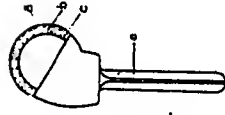


Fig. 8.

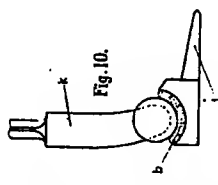


Fig. 10.

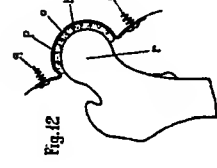


Fig. 12.

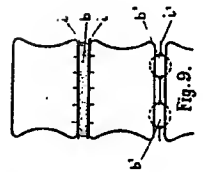


Fig. 9.

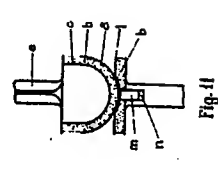


Fig. 11.

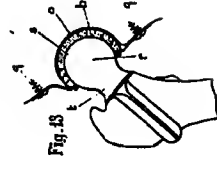


Fig. 13.



Fig. 14.

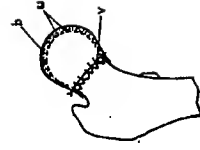


Fig. 15.

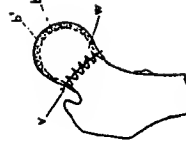


Fig. 16.

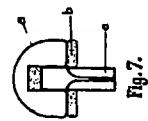


Fig. 7.

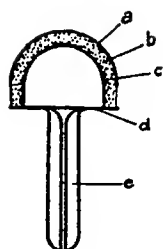


Fig. 1.

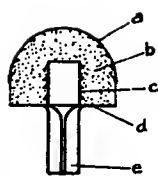


Fig. 2.

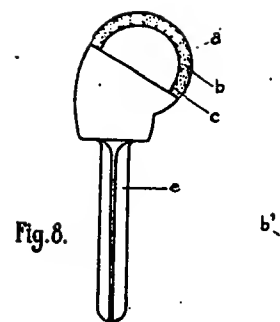


Fig. 8.

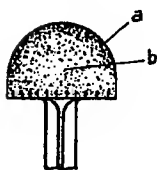


Fig. 3.

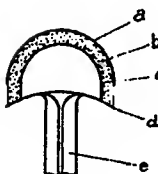


Fig. 4.

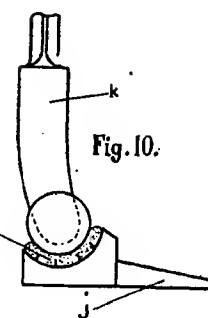


Fig. 10.

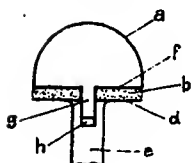


Fig. 5.

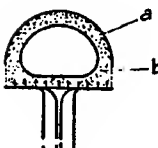


Fig. 6.

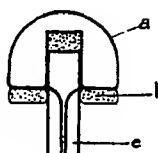


Fig. 7.

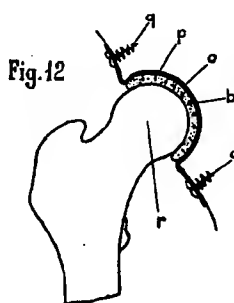


Fig. 12.

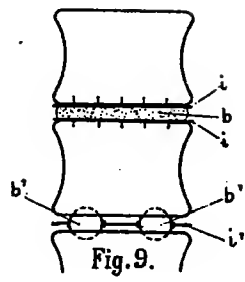
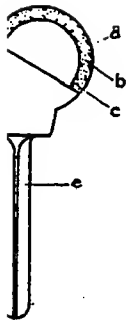


Fig. 9.

Fig. 10.

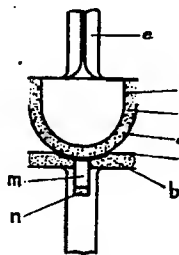


Fig. 11

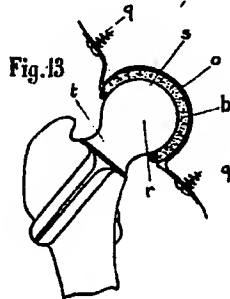
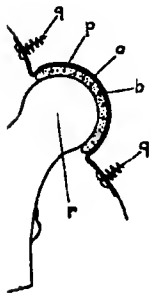


Fig. 13

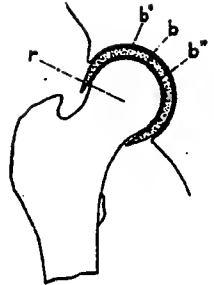


Fig. 14.

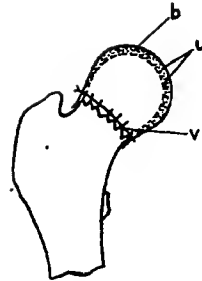


Fig. 15.

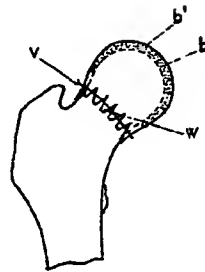


Fig. 16.